

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problems Mailbox.**

**This Page Blank (uspto)**

**Nuclear magnetic resonance appts.**

Patent Number: DE4440619  
Publication date: 1995-08-31  
Inventor(s): MISIC GEORGE J (US)  
Applicant(s): MEDRAD INC (US)  
Requested Patent: ☐ DE4440619  
Application Number: DE19944440619 19941114  
Priority Number(s): US19940202208 19940225  
IPC Classification: G01R33/32; A61B5/055; A61B5/14; G08C17/02  
EC Classification: G01R33/36, G08C17/02  
Equivalents: ☐ FR2716724, ☐ NL9402017

---

**Abstract**

---

A surface coil arrangement (18) produces a radio frequency signal via a connector (20). A modulator (22) connected to the connector modulates the RF signal onto a carrier wave with a first frequency different from that of the RF signal. A transmitter (24,26) coupled to the modulator transfers the modulated signal close to the first frequency. A receiver (28,30) remote from the transmitter receives the signal wirelessly close to the first frequency. A demodulator (32) connected to the receiver demodulates the signal to produce a reconstructed RF signal. A magnetic resonance base system (36) coupled to the demodulator receives the reconstructed RF signal from it. The first frequency is higher than the magnetic resonance Larmour frequency.

---

Data supplied from the esp@cenet database - l2

---

**This Page Blank (uspto)**



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 44 40 619 A 1**

⑤1 Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**G 01 R 33/32**  
A 61 B 5/055  
A 61 B 5/14  
G 08 C 17/02

②1 Aktenzeichen: P 44 40 619.3  
②2 Anmeldetag: 14. 11. 94  
④3 Offenlegungstag: 31. 8. 95

DE 44 40 619 A 1

③0 Unionspriorität: ③2 ③3 ③1  
25.02.94 US 202208

⑦1 Anmelder:  
Medrad, Inc., Pittsburgh, Pa., US

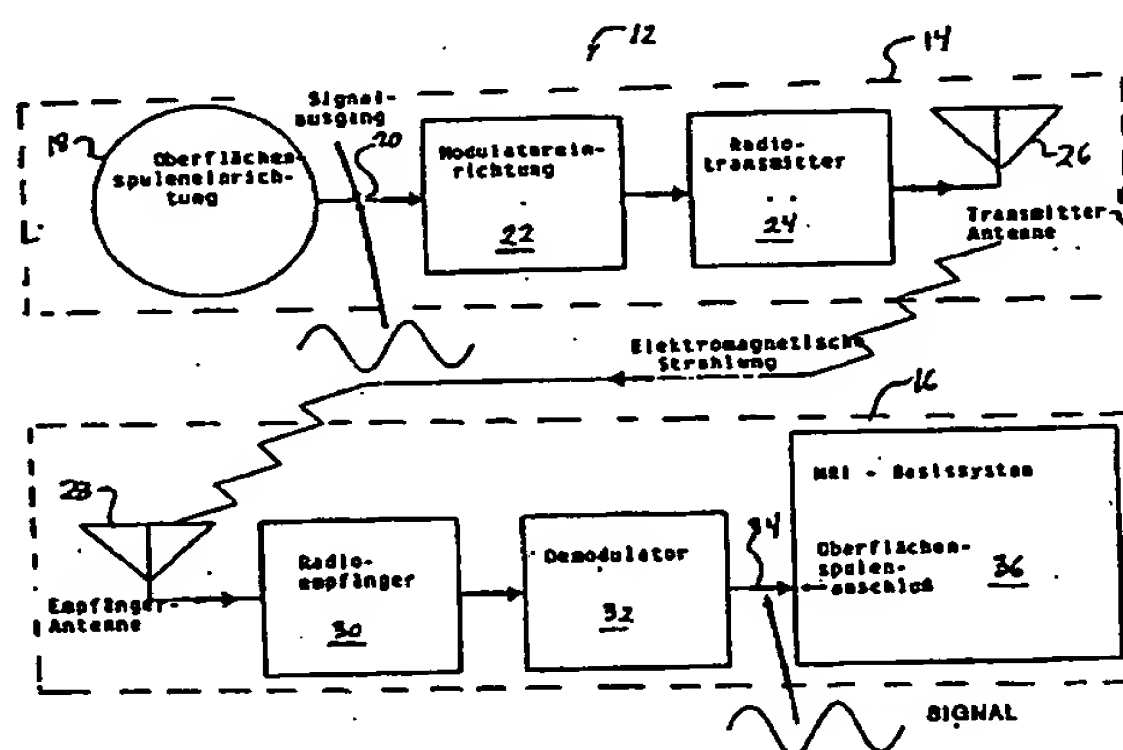
⑦4 Vertreter:  
Herrmann-Trentepohl, W., Dipl.-Ing., 44623 Herne;  
Kirschner, K., Dipl.-Phys.; Grosse, W., Dipl.-Ing.;  
Bockhorni, J., Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte, 81476  
München

⑦2 Erfinder:  
Misic, George J., Novelty, Ohio, US

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Kernmagnetresonanzverfahren und -vorrichtung

⑤7 Eine Kernmagnetresonanzvorrichtung mit Spulen überträgt RF-Signale, welche Magnetresonanzdaten wiedergeben, an einen entfernten Ort in drahtloser Weise, wodurch die Übertragung des Signals durch ein Koaxialkabel vermieden wird. Die Vorrichtung umfaßt eine Oberflächenspulen-einrichtung (18) zur Erzeugung eines RF-Signals, welches bei einer Frequenz moduliert ist, die sich von der Larmourfrequenz unterscheidet und dann übertragen wird. Ein Empfänger (30) empfängt dieses Signal und leitet es zu einem Demodulator (32), welcher seinerseits das rekonstruierte Signal an ein Magnetresonanzbasissystem (36) weitergibt. Mehrere Kanäle oder ein Multiplexer können verwendet werden, um eine Quadratur oder andere Vielfachspulenanordnung oder die Übertragung von zusätzlichen Daten zu ermöglichen.



DE 44 40 619 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 07. 95 508 035/338

10/31

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung für Kernmagnetresonanz (NMR) mit Oberflächenspulen.

Die Verwendung von Kernmagnetresonanzvorrichtungen zum Abbilden der menschlichen Anatomie im medizinischen Bereich und in der Spektroskopie nimmt stetig zu. Beide Verfahren erfordern die Anordnung von Leiterkanälen in Abständen um das abzutastende Subjekt. Durch Induktion von Signalen im Bereich der Radiofrequenzen ("RF") mittels dieser oder anderer Leiter unter dem Einfluß eines starken Magnetfeldes kann ein Abbild des Subjektes elektronisch in Antwort auf die chemischen Bindungen in dem Subjekt konstruiert werden.

Oberflächenspulen, die nahe dem Subjekt angeordnet werden, sind vorgesehen für den optimalen Empfang dieser Antwort im Radiofrequenzbereich während der Magnetresonanzabbildung ("Magnetic Resonance Imaging, MRI") oder Magnetresonanzspektroskopie (Magnetic Resonance Spectroscopy, MRS). Solche Signale liegen in Form von zirkular-polarisierten oder rotierenden Magnetfeldern vor, mit einer charakteristischen Frequenz im Radiofrequenzbereich. Die Drehachse ist mit dem Hauptmagnetfeld des MR-Systems ausgerichtet. Die Oberflächenspuleneinrichtung fängt das magnetische RF-Feld auf und erzeugt ein elektrisches RF-Signal daraus. Dieses Signal wird bisher einem Magnetresonanzbasissystem über ein Ausgabekabel, typischerweise ein koaxiales RF-Kabel, zugeführt.

Die Verbindung der Spule über eine Leitung oder ein Kabel zu dem Basissystem beschränkt jedoch die Bequemlichkeit und die Möglichkeit der Patientensicherheit beim Betrieb einer solchen Vorrichtung. Das konventionelle Ausgabekabel verlegt ein Leiterkabel an einer häufig undefinierten Stelle und einer undefinierten Konfiguration in einem intensiven RF-Feld, das sowohl magnetische wie auch elektrische Feldkomponenten umfaßt. In Folge kann eine Verteilung von großen RF-Spannungspotentialen auftreten. Da außerdem in Kabelschleifen RF-Ströme induziert werden können, sind weitere Zufälligkeiten bzw. Unfälle möglich. Diese Unfälle können potentiell zu Verbrennungen beim Patienten oder anderen Verletzungen führen. Folglich gibt es einen Bedarf an einer Vorrichtung, welche die Vorteile von Oberflächenspulenvorgängen bewahrt, ohne dabei durch die Nachteile und Sicherheitsmängel eines Ausgabekabels belastet zu sein.

Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren und eine Vorrichtung zu schaffen, um den Signalausgang von einer Oberflächenspule oder einer ähnlichen Einrichtung in einem NMR, MRI, oder MRS-System zu erhalten, ohne daß die bekannten Komplikationen und die potentielle Unsicherheit eines Ausgabekabels, das die Oberflächenspule mit dem MR-System verbindet, auftreten.

Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen von Anspruch 1 oder Anspruch 16 und ein Verfahren mit den Merkmalen von Anspruch 17, 18 oder 19 gelöst. Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet.

Die Erfindung ermöglicht die Übertragung von RF Signalen, die Magnetresonanzbilder wiedergeben, an einen entfernten Ort. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfaßt die Vorrichtung eine Oberflächenspuleneinrichtung, welche in der Lage ist, ein RF-Signal von einem Subjekt zu erzeugen und welches

dieses Signal über einen Anschluß versendet. Ein Modulator ist an dem Anschluß angekoppelt und moduliert das RF Signal unter Verwendung einer Trägerwelle mit einer Frequenz, die sich von der Frequenz der Spulen RF Signals unterscheidet. Das modulierte Signal wird dann einem Transmitter zugeführt, welcher in kabelloser Weise das modulierte RF Signal an einen entfernten Empfänger überträgt. Der Empfänger gibt das empfangene modulierte RF Signal an einen Demodulator weiter, welcher seinerseits ein rekonstruiertes RF Signal erzeugt und das rekonstruierte RF Signal an ein Magnetresonanzbasissystem überträgt.

In einer zweiten Ausführungsform umfaßt die Vorrichtung einen Modulator, einen Transmitter, einen Empfänger und einen Demodulator, die in der Lage sind, eine Anzahl von Signalen auf verschiedenen Kanälen mit unterschiedlichen Frequenzen zu verarbeiten. Ein zweiter Kanal kann beispielsweise vorgesehen werden, um ein zweites RF Signal, das durch eine zweite Oberflächenspule erzeugt wurde, die beispielsweise in Quadratur mit der ersten Spule betrieben wird, zu übertragen oder um Daten von einer Zusatzeinrichtung zu übertragen. Mehrere Kanäle können mit mehreren Oberflächenspulen verwendet werden.

Im Folgenden werden bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung in Bezug auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben, in welchen:

Fig. 1 ein schematisches Blockdiagramm einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung zeigt;

Fig. 2 ein schematisches Blockdiagramm einer zweiten Ausführungsform der Erfindung zeigt, mit einer drahtlosen Übertragung von Daten von einem RF-Spulensignal und einer Zusatzeinrichtung;

Fig. 3 ein schematisches Blockdiagramm einer dritten Ausführungsform der Erfindung zeigt, bei welcher zwei Oberflächenspulen jeweilige RF-Signale auf zwei Kanälen übertragen;

Fig. 4a ein schematisches elektrisches Diagramm eines Teils einer kabellosen Übertragung für RF Spulensignale gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung zeigt;

Fig. 4b ein schematisches elektrisches Diagramm eines Teils einer/drahtlosen Übertragung/Empfangs zeigt, in welchem ein modifiziertes und neugebildetes RF Signal in seine Originalfrequenz zurückübersetzt ist; und

Fig. 5 ein schematisches elektrisches Diagramm eines Teils einer/drahtlosen MR-Signalübertragung und -Empfangs zeigt, worin eine direkte Detektierung eines MR Signales verwendet wird.

Fig. 1 zeigt eine MRI/MRS-Abbildungsanordnung 12. Die Abbildungsanordnung 12 umfaßt zwei Hauptkomponenten: Eine Spuleneinheit 14, die durch eine gestrichelte Umrahmung gezeigt ist, und eine Analyseeinheit 16, die durch eine weitere gestrichelte Umrahmung wiedergegeben ist. Die Einheit 16 ist physikalisch abgetrennt bzw. entfernt von der Einheit 14. Die Spuleneinheit 14 umfaßt eine Oberflächenspuleneinrichtung 18. Die leitende Oberflächenspuleneinrichtung 18 ist eine Standard-MRI/MRS-Spule, wie sie im Stand der Technik bekannt ist. Die Spuleneinrichtung 18 kann so ausgelegt sein, daß sie beispielsweise in Quadratur mit einer anderen Spule betrieben werden kann oder von irgend einem der verschiedenen Spulentypen sein kann, die auf RF-Wellen zum Zweck der MRI oder MRS empfindlich sind. Ein Signalausgangsanschluß 20 der Spule 18 ist typischerweise eine koaxiale Kabelverbindung. Der Signalausgangsanschluß 20 überträgt ein RF Signal,



welches verarbeitet sein kann, um ein MRI Bild zu erzeugen. Die Erfindung kann eine koaxiale Kabelverbindung 20 für bekannte magnetische Resonanzspulen umfassen.

Die Oberflächenspuleneinrichtung 18 erzeugt ein Ausgangssignal durch den Signalausgangsanschluß 20 in Form eines radiofrequenten (RF) elektrischen Signales. Ein Modulator 22, der mit dem Anschluß 20 verbunden ist, moduliert eine Trägerwelle durch Überlagern des RF Signales; die Trägerwelle hat eine Frequenz, welche sich von der Larmour-Frequenz des MR-Systems unterscheidet. Die Trägerfrequenz wird typischerweise höher gewählt, als die Larmour-Frequenz des MR-Systems. Die Frequenz der Trägerwelle sollte so gewählt werden, daß das modulierte Signal deutlich außerhalb des Empfindlichkeitsbereiches des Magnetresonanzdetektors liegt, um Rauschprobleme zu vermeiden. Zudem sollte vorzugsweise die Frequenzübersetzung, die sich aus der Modulation ergibt, so ausfallen, daß die Größen der Übertragungsantenne 26 und der Empfängerantenne 28 geeignet klein sind, und sollte weiterhin so ausfallen, daß die sich ergebende Frequenz von dem Demodulator 32 einfach verarbeitet werden kann.

Die Modulation der Trägerwelle kann durch irgendein bekanntes Modulationsverfahren ausgeführt werden, was zu einer geeigneten Frequenzübersetzung führt, wie beispielsweise Amplitudenmodulation (AM), Frequenzmodulation (FM) oder Phasenmodulation. Andere Verfahren wie beispielsweise digitale Übertragung oder Puls-Amplituden Modulation, können ebenfalls verwendet werden.

Die durch das RF Signal modulierte Trägerwelle wird einem RF Transmitter 24 zugeführt, welcher mit dem Modulator 22 verbunden ist. Das Ausgangssignal des Radiotransmitters 24 wird als elektromagnetische Strahlung von der Transmitterantenne 26, die mit dem Transmitter 24 verbunden ist, ausgestrahlt.

Die elektromagnetische Welle wird von der Empfängerantenne 28 der Analysatoreinheit 16 aufgefangen. Die Empfängerantenne 28 ist mit einem Radiofrequenzempfänger 30 verbunden, welcher auf der gleichen Trägerwellenfrequenz wie der Transmitter 24 läuft. Der Empfänger 30 gibt das empfangene Signal an den Demodulator 32 weiter, welcher mit diesem verbunden ist und in der Lage ist, das ursprüngliche Oberflächenspulenausgangssignal, das auf die Trägerwelle durch Demodulator 22 aufgebracht wurde, zu demodulieren oder zu rekonstruieren. Der Ausgang des Demodulators 32 wird über einen Oberflächenspulensignalanschluß 34 einem MRI/MRS-Basissystem 36 zugeführt. Dieses Signal ist eine sorgsame Reproduktion des ursprünglichen Oberflächenspulenausgangssignals, doch hat es seine Bestimmung in kabelloser Weise ohne Zwischenverbindung durch Koaxialkabel oder Drähte erreicht. Dadurch kann der Analysator 16 beliebig positioniert werden innerhalb des Radioempfangs der Spuleneinheit 14, anstatt in der physikalischen Nähe dazu.

Neben der Grundausführung der Erfindung gibt es mehrere zusätzliche Ausführungsformen, die bestimmte Vorteile oder Fähigkeiten aufweisen.

Eine zweite Ausführungsform der Erfindung ist in Fig. 2 gezeigt. In dieser Figur sind Komponenten, die identisch zur ersten Ausführungsform sind, mit gleichen Bezugszeichen bezeichnet. Eine zusätzliche Quelleneinrichtung 38 ist mit einem Modulator 22' über einen Eingangsanschluß 40 verbunden. Die Modulatoreinrichtung 22' kann entweder das Zusatzsignal von der Einrichtung 38 auf einem zweiten Kanal mit einer Frequenz

unterschiedlich zur Frequenz eines Haupt- oder ersten Übertragungskanals modulieren oder kann das Zusatzsignal mit dem Oberflächenspulen RF Signal multiplexen und das multiplexte Signal auf einer einzelnen Übertragungsfrequenz modulieren. Entsprechend demoduliert ein Demodulator 32' entweder zwei getrennte Kanäle, um ein rekonstruiertes Zusatzsignal und ein rekonstruiertes RF Spulensignal zu erhalten, oder er demultiplext und demoduliert ein einzelnes drahtloses Signal, um diese zu erhalten. Das rekonstruierte zusätzliche Signal wird über einen zweiten Ausgangsanschluß 42 zu einer zusätzlichen Zieleinrichtung 44 übertragen. Die zusätzliche Quelleneinrichtung 38 und die zusätzliche Zieleinrichtung 44 können beispielsweise ein Herz, Atmungs- oder anderes strömungsbezogenes Steuersystem oder ein Herz-Atmungs- oder anderes strömungsbezogenes Monitorsystem umfassen.

Fig. 3 zeigt eine Vielfachspulenanordnung, insbesondere eine Anordnung mit zwei Spulen 50 und 52, die in Quadratur zueinander oder als Spulen in einer Feldanordnung betrieben werden. Die Spule 50 erzeugt ein erstes RF Signal, welches über einen ersten Anschluß 54 an einen Modulator 56 übertragen wird, welcher einen Kanal A bei einer ersten Trägerwellenfrequenz und einen Kanal B bei einer zweiten Trägerwellenfrequenz, die unterschiedlich zur ersten Frequenz ist, umfaßt. Die Spule 52 erzeugt ein zweites RF Signal, welches über einen zweiten Anschluß 58 zum Kanal B des Modulators 56 gesendet wird.

Modulator 56 sendet die modulierten RF Signale von Kanal A und Kanal B zu einem Radiotransmitter 60, welcher die Signale auf den Kanälen A und B über eine Übertragungsantenne 62 überträgt. Die Radiowellen von Kanal A und B werden über drahtlosen Empfang von einer Empfangsantenne 64 empfangen, welche ihrerseits mit einem Empfänger 66 verbunden ist. Der Empfänger 66 gibt die modulierten Signale von Kanal A und B an einen Demodulator 68 weiter. Der Demodulator 68 demoduliert das Signal von Kanal A, um ein erstes rekonstruiertes RF Signal zu erhalten, das ursprünglich von Spule 50 kommt. Das Signal von Kanal B wird ebenfalls von Demodulator 68 demoduliert, um ein zweites rekonstruiertes RF Signal zu erhalten, das ursprünglich von Spule 52 stammt. Das erste rekonstruierte RF Signal wird an einen Anschluß 70 eines MRI-Basissystems 72 übertragen. Das zweite rekonstruierte RF Signal wird einem separaten Anschluß 74 des Basissystems 72 zugeführt.

Für Vielfachspulenanordnungen, in welchen die Anzahl von Spulen größer als 2 ist, kann die Anzahl von Kanälen entsprechend vergrößert werden.

Weitere Ausführungsformen der Erfindung sind in den Fig. 4a, 4b und 5 gezeigt, wobei ähnliche Komponenten mit den gleichen Bezugszeichen wie in Fig. 1 identifiziert sind. In Fig. 4a ist eine Frequenzübersetzungseinrichtung 80 zwischen der Oberflächenspuleneinrichtung 18 und dem Modulator 22 vorgesehen, so daß das RF Spulensignal 20 an einem Eingang desselben auftritt.

Die Frequenzumsetzung des RF Signals übersetzt das MR Spulensignal, welches typischerweise um 64 Megahertz liegt und eine Bandbreite von ungefähr 50 kHz aufweist, in eine Frequenz von ungefähr einem halben MHz. Das übersetzte RF Spulensignal wird auf dem Weg 82 zum Modulator 22 übertragen, welcher das übersetzte RF Signal auf eine Trägerwelle für die anschließende drahtlose Übertragung moduliert.

Das übersetzte und modulierte Signal kann empfan-

gen und einfach demoduliert werden, wie in Fig. 1 gezeigt ist, oder es kann alternativ eine Einrichtung vorgesehen werden, wie sie in Fig. 4b gezeigt ist. In Fig. 4b läuft nach der Demodulation das übersetzte RF Spulensignal über einen Weg 84 zu einer weiteren Signalübersetzungseinrichtung 86, so daß das Signal zurückkonvertiert werden kann auf eine Frequenz von 64 MHz. Das rückgewonnene RF Spulensignal wird dann an das MRI-Basissystem 36 über den Weg 34 weitergegeben.

Fig. 5 zeigt eine weitere Ausführungsform der Erfindung, in welcher das RF Spulensignal, das am Eingang 20 auftritt, von einem MR Empfänger 88 empfangen wird. Der MR Empfänger 88 empfängt das MR Spulensignal auf dem Eingang 20 und detektiert die Magnetresonanzinformation, die darin auftritt, direkt. Auf seinem Ausgang 90 tritt ein MR Signal an Stelle des RF Spulensignals auf. Das MR Signal hat eine Zentralfrequenz von 0 Hertz. Das MR Signal wird an den Modulator 22 weitergegeben, für eine nachfolgende Modulation, Übertragung, Empfang, Demodulation und Verwendung durch das MRI-Basissystem.

Die oben beschriebenen Ausführungsformen sind zum Zweck der Erläuterung der Prinzipien dieser Erfindung gegeben. Andere Anordnungen und Vorteile werden dem Fachmann einfallen, die nicht aus dem Rahmen der Erfindung fallen, welcher nur durch die anhängenden Ansprüche definiert ist. Weiterhin können die Merkmale der beschriebenen Ausführungsformen beliebig miteinander kombiniert werden.

#### Patentansprüche

1. Kernmagnetresonanzvorrichtung zum Betrieb bei einer Magnetresonanz-Larmour-Frequenz zur Abbildung oder Spektroskopie eines Subjektes, gekennzeichnet durch eine Oberflächenspuleneinrichtung (18) zur Erzeugung eines radiofrequenten (RF) Signals über einen Anschluß (20); einen Modulator (22), welcher mit dem Anschluß verbunden ist, zum Aufmodulieren des RF Signals auf eine Trägerwelle, wobei die Trägerwelle eine erste Frequenz aufweist, die sich von der Frequenz des RF Signals unterscheidet; einen Transmitter (24, 26), welcher mit dem Modulator gekoppelt ist, zum Übertragen des modulierten RF Signals nahe dieser ersten Frequenz; einen Empfänger (28, 30) im Abstand von dem Transmitter zum drahtlosen Empfang des modulierten RF Signals nahe der ersten Frequenz; einen Demodulator (32), der mit dem Empfänger gekoppelt ist, zum Demodulieren des modulierten RF Signals, um ein rekonstruiertes RF Signal zu erhalten; und ein Magnetresonanzbasissystem (36), das mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten RF-Signals von diesem.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die erste Frequenz eine höhere Frequenz ist, als die Magnetresonanz-Larmour-Frequenz.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, weiterhin gekennzeichnet durch eine zusätzliche Quelleneinrichtung (38) zum Detektieren von Daten von dem Subjekt, die mit dem Modulator gekoppelt ist, wobei der Modulator ein modulierte Zusatzsignal erzeugt, welches die Zusatzdaten wiedergibt, der Empfänger das modulierte Zusatzsignal bei einer zweiten

Frequenz überträgt, welche sich von der ersten Frequenz unterscheidet, der Empfänger das modulierte Zusatzsignal empfängt, der Demodulator ein demoduliertes Zusatzsignal erzeugt, und eine zusätzliche Zieleinrichtung mit dem Demodulator gekoppelt ist zum Empfang des demodulierten Zusatzsignals von diesem.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Subjekt ein Patient ist, und die Zusatzquelleneinrichtung eine Herzsteuerungs- oder Monitorsystem umfaßt.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Subjekt ein Patient ist und die zusätzliche Quelleneinrichtung ein Atmungssteuerungs- oder Überwachungssystem umfaßt.

6. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die zusätzliche Quelleneinrichtung ein flußbezogenes Steuerungs- oder Überwachungssystem ist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Modulator ein zweites RF Signal moduliert, der Transmitter das modulierte zweite RF Signal nahe einer zweiten Frequenz überträgt, die verschieden von der ersten Frequenz ist, und der Empfänger das zweite modulierte RF Signal empfängt und der Demodulator das modulierte zweite RF Signal demoduliert.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß eine zweite Oberflächenspule ein zweites RF Signal erzeugt, das demodulierte zweite RF Signal dem Magnetresonanzbasissystem durch den Demodulator zugeführt wird.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die erste und die zweite Oberflächenspule in Quadratur betrieben werden.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die erste und zweite Spule als Teile einer Feldkonfiguration betreibbar sind.

11. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Transmitter ein Radiotransmitter ist und der Empfänger ein Radioempfänger ist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 1, weiterhin gekennzeichnet durch eine zweite Quelleneinrichtung (38), die mit dem Demodulator gekoppelt ist, wobei die zweite Quelleneinrichtung ein zweites Quellensignal überträgt und der Modulator das zweite Quellensignal empfängt,

ein Multiplexer des Modulators das RF Signal mit dem zweiten Quellensignal multiplexiert und der Modulator ein moduliertes und multiplexiertes Signal an den Transmitter überträgt;

der Empfänger das modulierte und multiplexierte Signal empfängt und an den Demodulator weitergibt, der Demodulator das modulierte und multiplexierte Signal demultiplexiert und demoduliert, um ein rekonstruiertes RF Signal und ein rekonstruiertes zweites Quellensignal zu erhalten; und

eine Zieleinrichtung (44), die mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten zweiten Quellensignals.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß das Subjekt ein Patient ist und die zweite Quelleneinrichtung eine Zusatzeinrichtung zum Detektieren von Daten von dem Patienten ist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Zusatzeinrichtung ein Herz-



steuerungs- oder Überwachungssystem, oder ein Atmungssteuerungs- oder Überwachungssystem oder ein strömungsbezogenes Steuerungs- oder Überwachungssystem ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die zweite Quelle eine zweite Oberflächenspule ist, und die Zieleinrichtung ein zweiter RF Signalanschluß des Magnetresonanzbasissystems ist.

16. Kernmagnetresonanzvorrichtung zum Betrieb bei einer Magnetresonanz-Larmour-Frequenz zur Abbildung oder Spektroskopie eines Subjektes, gekennzeichnet durch

eine erste Oberflächenspule zur Erzeugung eines ersten radiofrequenten (RF) Signales durch einen ersten Anschluß;

eine zweite Oberflächenspule zur Erzeugung eines zweiten RF Signales durch einen zweiten Anschluß;

ein Modulator, der mit dem ersten und dem zweiten Anschluß gekoppelt ist, zum Modulieren des ersten RF Signales auf eine erste Trägerwelle, wobei die erste Trägerwelle eine Frequenz aufweist, die von der Frequenz des ersten RF Signales unterschiedlich ist, und zum Modulieren des zweiten RF Signals auf eine zweite Trägerwelle, wobei die zweite Trägerwelle eine zweite Frequenz aufweist, die sich von dem zweiten RF Signal und der ersten Frequenz unterscheidet;

ein Transmitter, der mit dem Modulator gekoppelt ist, zum Übertragen des ersten und zweiten modulierten RF Signals nahe der ersten bzw. zweiten Frequenz;

ein Empfänger im Abstand vom Transmitter zum drahtlosen Empfang des ersten und zweiten modulierten RF Signals;

ein Demodulator, der mit dem Empfänger gekoppelt ist, zum Demodulieren des ersten modulierten RF Signales, um ein rekonstruiertes erstes RF Signal zu erhalten, und zum Demodulieren des zweiten modulierten RF Signals, um ein rekonstruiertes zweites RF Signal zu erhalten; und

ein Magnetresonanzbasissystem mit einem ersten Anschluß, der mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten ersten RF Signals und mit einem zweiten Anschluß, der mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des zweiten rekonstruierten RF Signals.

17. Verfahren zur Magnetresonanzabbildung oder Spektroskopie, gekennzeichnet durch die Schritte: Erzeugung eines radiofrequenten (RF) Signals von einer RF Spule, die nahe dem Subjekt angeordnet ist;

Modulieren des RF Signals unter Verwendung einer Trägerwelle mit einer Frequenz, die sich von der Frequenz des RF Signals unterscheidet;

Übertragen des modulierten RF Signals durch drahtlose Übertragung;

Empfang des modulierten RF Signals;

Demodulieren des empfangenen modulierten RF Signals, um ein rekonstruiertes RF Signal zu erhalten; und

Übertragen des rekonstruierten RF Signals an ein Magnetresonanzbasissystem.

18. Kernmagnetresonanzvorrichtung zum Betrieb bei einer Magnetresonanz-Larmourfrequenz für Resonanzabbildung oder Spektroskopie eines Subjektes, umfassend:

eine Oberflächenspuleneinrichtung zur Erzeugung eines radiofrequenten (RF) Signals über einen ersten Anschluß;

einen Frequenzübersetzer, der mit dem Anschluß gekoppelt ist, zum Übersetzen der Frequenz des RF Signals in eine niedrigere Frequenz und zur Erzeugung eines modifizierten RF Signals an einem Ausgang desselben;

ein Modulator, der mit dem Ausgang des Frequenzübersetzers gekoppelt ist, zum Modulieren des modifizierten RF Signals auf eine Trägerwelle, wobei die Trägerwelle eine erste Frequenz aufweist, die sich von der Frequenz des modifizierten RF Signals unterscheidet;

ein Transmitter, der mit dem Modulator gekoppelt ist, zum Übertragen des modulierten und modifizierten RF Signals nahe der ersten Frequenz;

ein Empfänger im Abstand vom Transmitter zum drahtlosen Empfang des modulierten und modifizierten RF Signals nahe der ersten Frequenz;

ein Demodulator, der mit dem Empfänger gekoppelt ist, zum Demodulieren des modulierten und modifizierten RF Signals, um ein rekonstruiertes modifiziertes RF Signal zu erhalten; und

ein Magnetresonanzbasissystem, das mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten modifizierten RF Signals von diesem.

19. Kernmagnetresonanzvorrichtung zum Betrieb bei einer Magnetresonanz-Larmour-Frequenz zur Abbildung oder Spektroskopie eines Subjektes, gekennzeichnet durch

eine Oberflächenspuleneinrichtung zur Erzeugung eines radiofrequenten (RF) Signals über einen Anschluß;

einen Frequenzübersetzer, der mit dem Anschluß gekoppelt ist, zum Übersetzen der Frequenz des RF Signals in eine niedrigere Frequenz und Erzeugung eines modifizierten RF Signals an einem Ausgang desselben;

ein Modulator, der mit dem Ausgang des Frequenzübersetzers gekoppelt ist, zum Modulieren des modifizierten RF Signals auf eine Trägerwelle, wobei die Trägerwelle eine erste Frequenz aufweist, die sich von der Frequenz des modifizierten RF Signals unterscheidet;

einen Transmitter, der mit dem Modulator gekoppelt ist, um das modulierte und modifizierte RF Signal nahe der ersten Frequenz zu übertragen;

ein Empfänger im Abstand vom Transmitter zum drahtlosen Empfang des modulierten und modifizierten RF Signals nahe der ersten Frequenz;

ein Demodulator, der mit dem Empfänger gekoppelt ist, zum Demodulieren des modulierten und modifizierten RF Signals, um ein rekonstruiertes modifiziertes RF Signal zu erhalten;

einen zweiten Frequenzübersetzer, der mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten modifizierten RF Signals von diesem, wobei der zweite Frequenzübersetzer die Frequenz des rekonstruierten modifizierten RF Signals zurück in die Frequenz des RF Signals übersetzt, wodurch ein rekonstruiertes RF Signal erhalten wird; und

ein Magnetresonanzbasissystem, das mit dem zweiten Frequenzübersetzer gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten RF Signals von diesem.

20. Kernmagnetresonanzvorrichtung zum Betrieb bei einer Magnetresonanz-Larmour-Frequenz zur

Abbildung oder Spektroskopie eines Subjektes, gekennzeichnet durch

eine Oberflächenspuleneinrichtung zur Erzeugung eines radiofrequenten (RF) Signals über einen Anschluß;

einen MR Empfänger, der mit dem Anschluß gekoppelt ist, zum direkten Detektieren der Magnetresonanzinformation in dem RF Signal, zum Erzeugen eines MR Signals in Antwort auf Detektierung der Magnetresonanzinformation und zum Erzeugen des MR Signals an einem Ausgang desselben; ein Modulator, der mit dem Ausgang des MR Empfängers gekoppelt ist, zum Modulieren des MR Signals auf eine Trägerwelle, wobei die Trägerwelle eine erste Frequenz aufweist, die sich von der Frequenz des MR Signals unterscheidet;

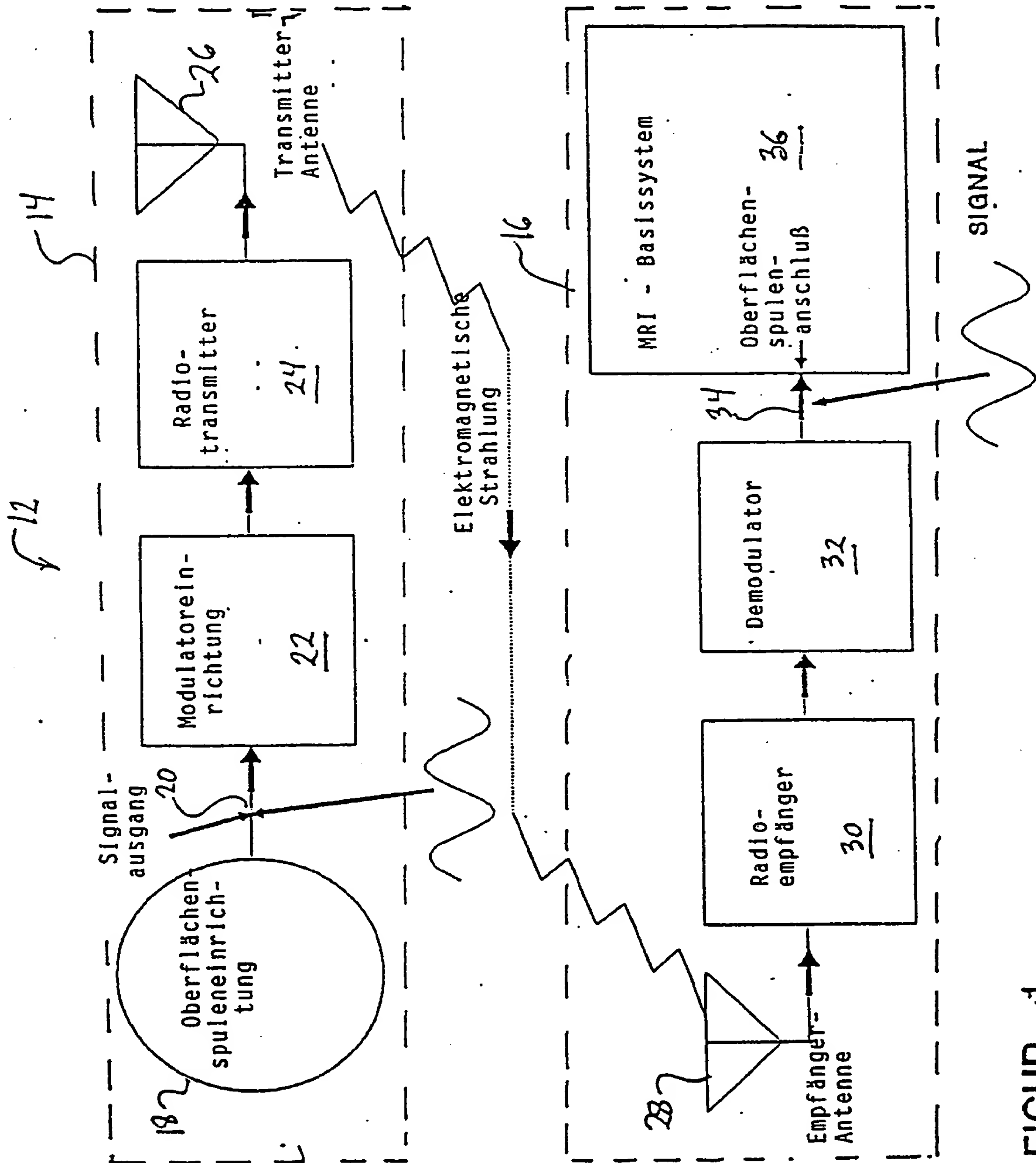
ein Transmitter, der mit dem Modulator gekoppelt ist, zum Transmittieren des modulierten MR Signals nahe der ersten Frequenz;

ein Empfänger im Abstand vom Transmitter zum drahtlosen Empfang des modulierten MR Signals nahe der ersten Frequenz;

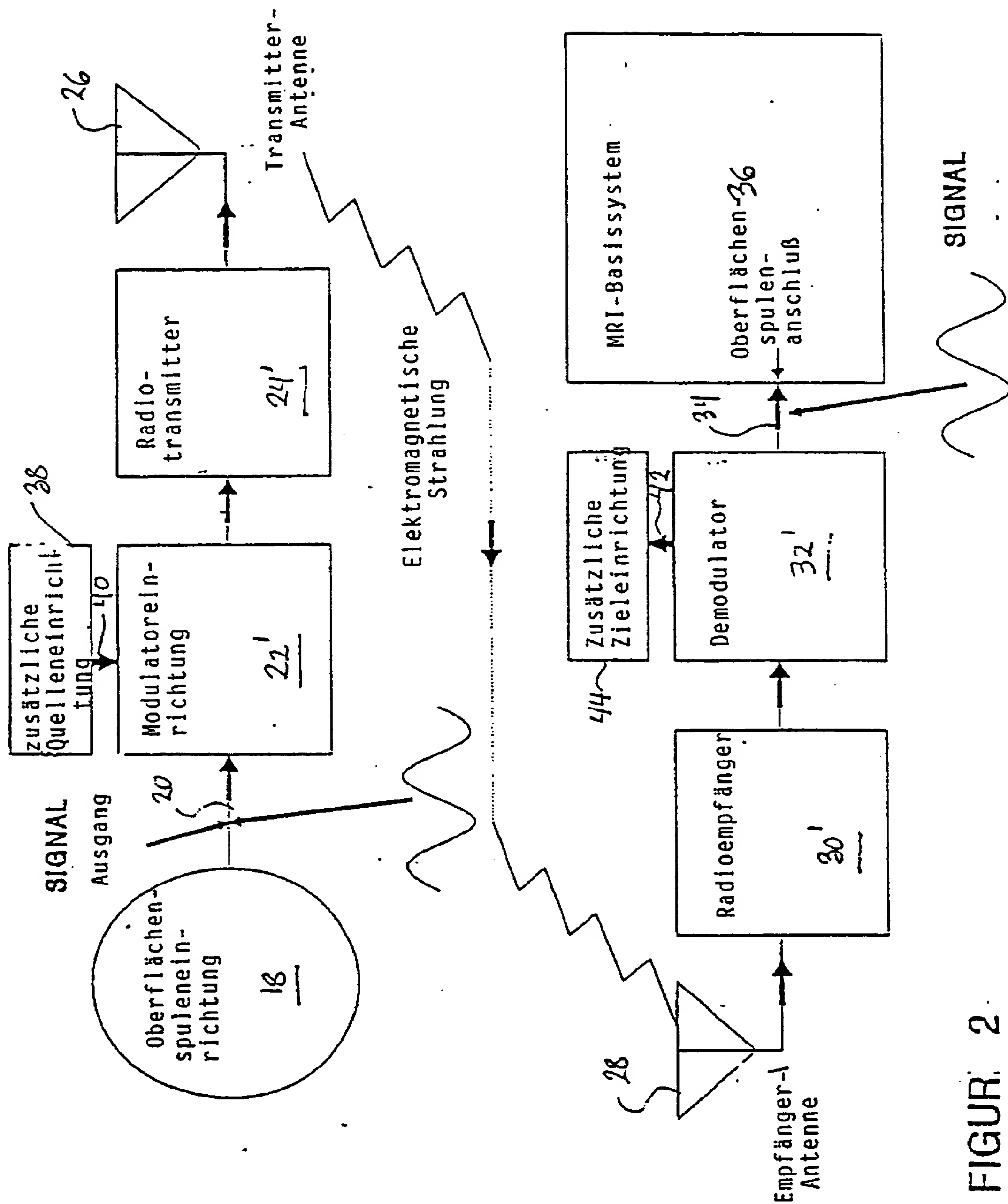
ein Demodulator, der mit dem Empfänger gekoppelt ist, zum Demodulieren des modulierten MR Signals, um ein rekonstruiertes MR Signal zu erhalten; und

ein Magnetresonanzbasissystem, das mit dem Demodulator gekoppelt ist, zum Empfang des rekonstruierten MR Signals von diesem.

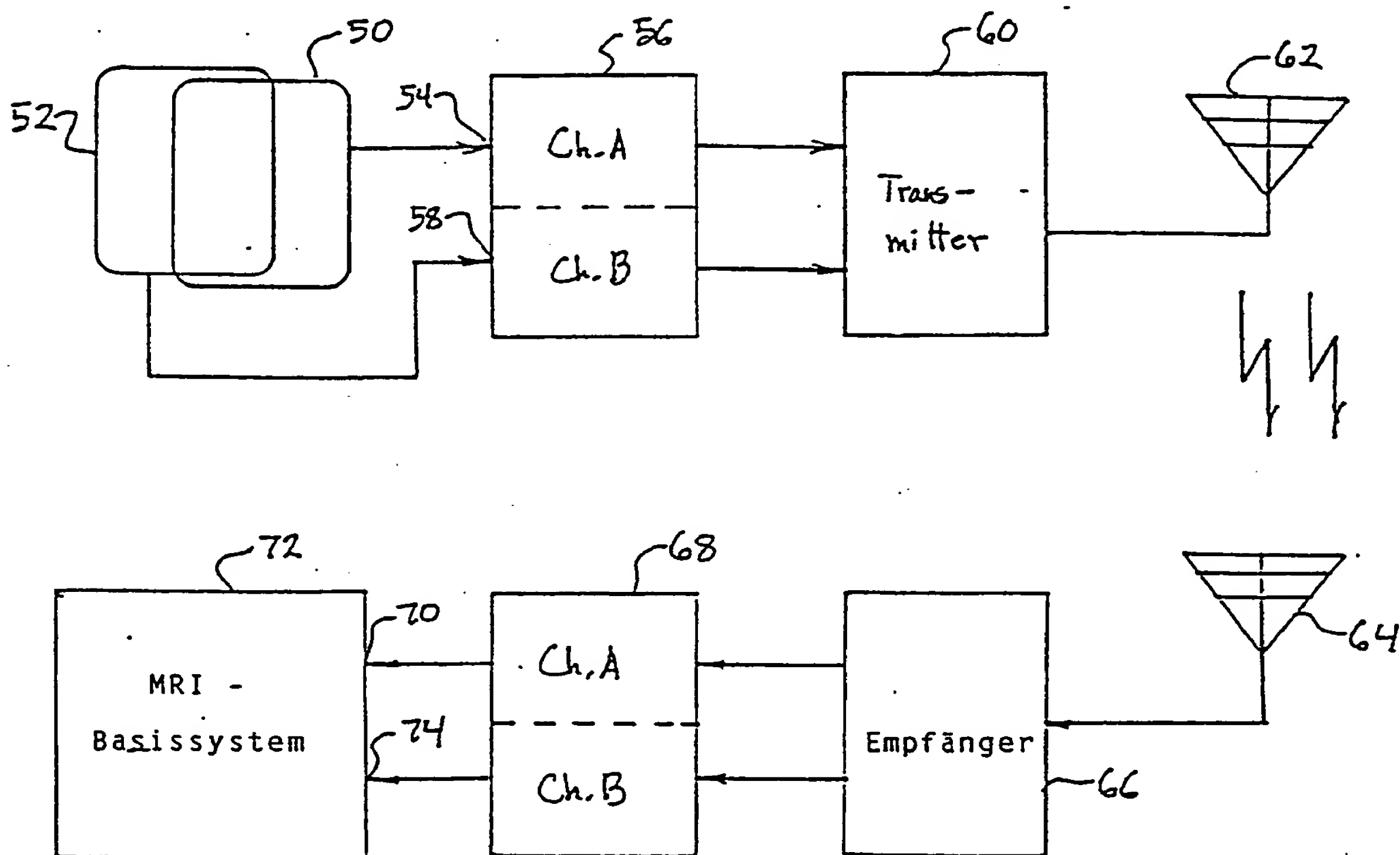
Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen



FIGUR 1



FIGUR 2



FIGUR 3



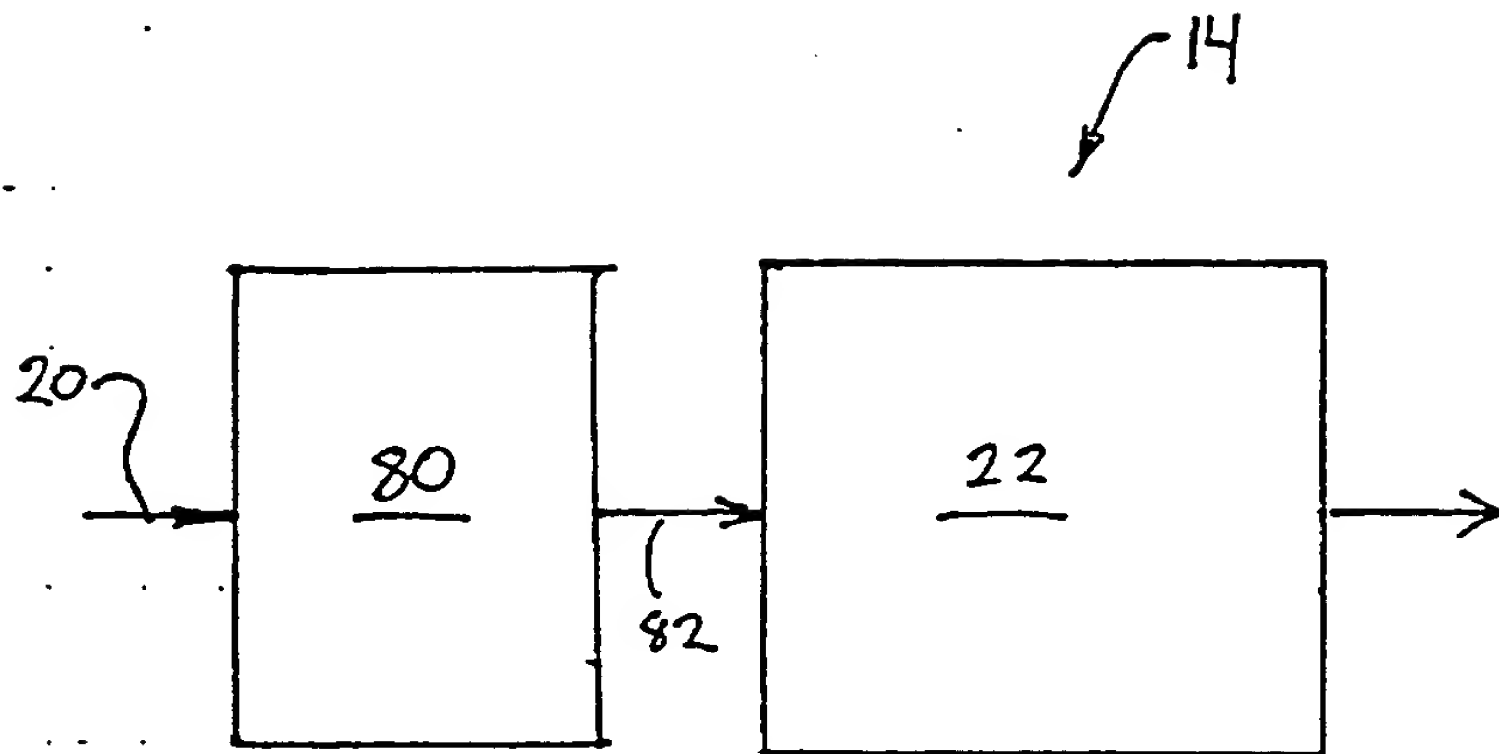


FIGURE 4a

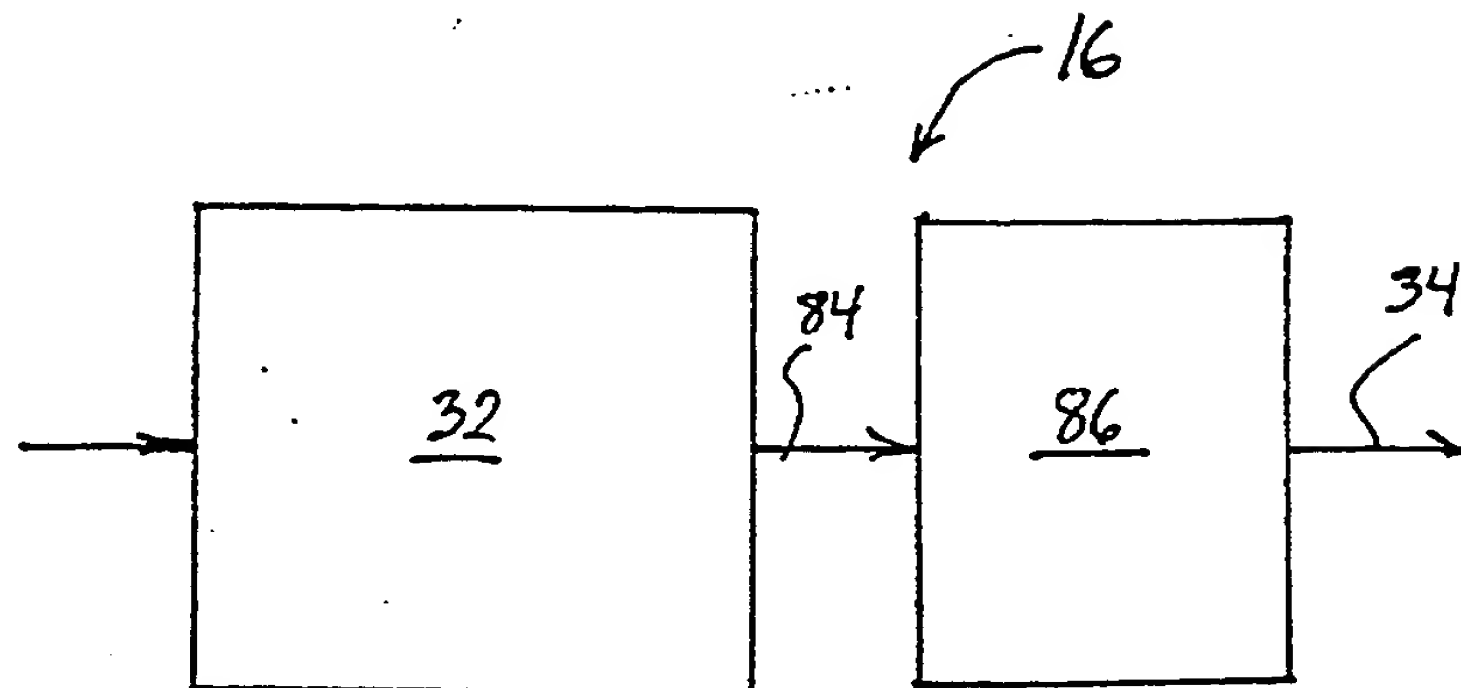


FIGURE 4b

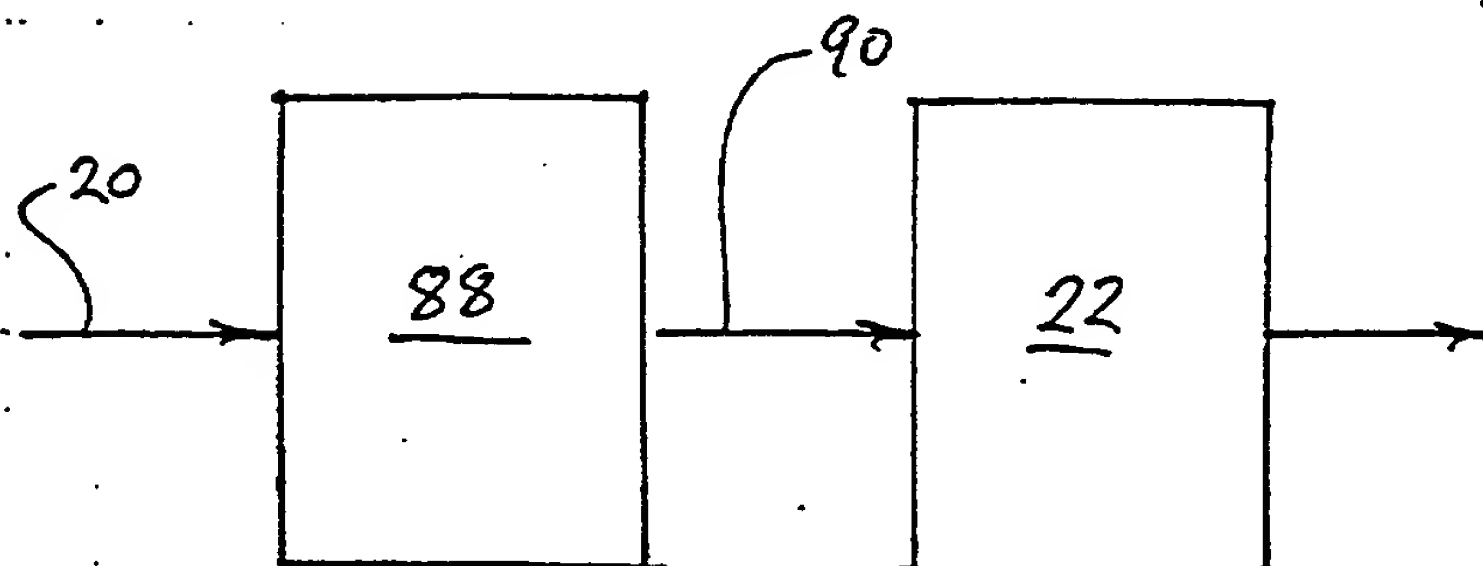


FIGURE 5